

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-089846

(43)Date of publication of application : 06.04.1999

(51)Int.CI.

A61B 8/14

(21)Application number : 09-257038

(71)Applicant : ALOKA CO LTD

(22)Date of filing : 22.09.1997

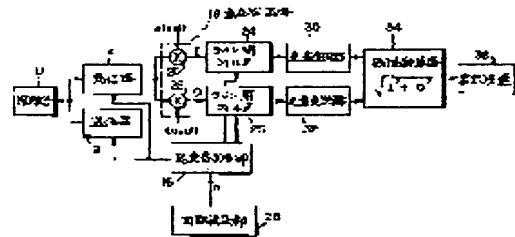
(72)Inventor : FUJIKI TOSHIAKI
KOBAYASHI YOSHIAKI
KOBAYASHI MASAO
KONDO YUJI

(54) ULTRASONOGRAPH

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve an S/N even while sacrificing a frame rate concerning an ultrasonograph for displaying a tissue image such as a B mode image.

SOLUTION: Ultrasonic waves are transmitted/received plural times in one direction. The received signal is converted to a complex signal by an orthogonal detector 18 and concerning respective real number and imaginary number parts, filtering is performed at inter-line filters 24 and 26. Since filtering is enabled on the stage of the complex signal, an amplitude is operated based on the real number and imaginary number parts at an amplitude computing element 34 and based on that amplitude, the B mode image or the like is displayed. While utilizing a time number setting part 28, a number (n) of times of transmission/reception per direction can be set.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 27.03.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3561610

[Date of registration] 04.06.2004

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (JP)

(11)特許公報登録番号

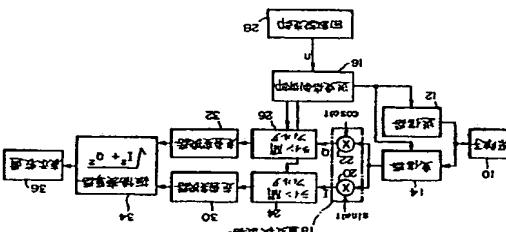
特開平11-89846

(33)公開日 平成11年(1999)4月6日

(21)出願番号 特願平9-257038
A 61 B 8/14

(22)出願日 平成9年(1997)9月22日

審査請求 未請求 請求項の数3 OI(全5頁)

(71)出願人 380026791
アロカ株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
(72)発明者 小林 好明
株式会社内
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ
(72)発明者 小林 正夫
株式会社内
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ
(74)代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名)
記録頁に続く

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【要約】 Bモード画像等の組織画像を表示する超音波診断装置において、フレームレートを維持にしてでもS/N比を向上させる。【解決手段】 1方向につき複数回の超音波の送受波が実行される。受信信号は直交検波器1.8によって複数信号に変換され、その実数部と虚数部のそれぞれについてライン加算フィルタ2.4、2.6においてフィルタリングが行われる。このように複数信号の段階でフィルタリングを行えるのでノイズなどの影響を低減できる。振幅演算器3.4では実数部及び虚数部に基づいて振幅が算出され、その振幅に基づきBモード画像などが表示される。回数検定部2.8を利用して1方向当たりの送受回数nを検定可能である。

【特許請求の範囲】

【請求項1】 一方向につきn回($n > 1$)の超音波の送受波を行う送受波手段と、前記各送受波で得られた受信信号を複数信号に変換する複数信号変換手段と、

前記n回の送受波で得られる複数信号の実数部を平均化する実数部平均化手段と、前記n回の送受波で得られた複数信号の虚数部を平均化手段と、前記平均化手段の実数部及び虚数部に基づいて振幅を演算する振幅演算手段と、

前記振幅を画像化する画像形成手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の装置において、前記送受波回数nを可変設定するための回数設定手段と、

前記設定された送受波回数nに従って送受波手段と制御する制御手段と、

前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段が前記設定された送受波回数nに従って平均化処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段と前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行なう回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】 上記構成によれば、1方向につき複数回の送受波が行われ、各方向では複数回の送受波で得られた受信信号が平均化処理される。超音波ビームの

周囲において複数回の送受波を行う範囲を部分範囲とし、前記範囲を変えないという条件を前提とすると、フレームレートは線形となるが、S/N比を大幅に向かう可能である。もちろん、走査範囲の縮小などによって、フレームレートを維持することも可能である。また、全走査範囲において複数回の送受波を行う範囲を部分範囲とし、前記範囲を変えないという条件を前提とすると、フレームレートの劣化を極力少なくできる。

【0002】 本発明の主な特徴では、超音波診断装置において複数信号から包絡検波段によってエンベロープ(振幅波形)が抽出され、それを周波数に対応付けることによって、例えばBモード画像などが形成されている。

近年、直交検波によって受信信号を複数信号に変換し、

その実数部及び虚数部の2乗和の平方根を演算することにより振幅を演算し、それによつてBモード画像などを形成する超音波診断装置も実用化されている。

【0003】 【発明が解決しようとする課題】 ところで、疾患診断精度を向上させたためには、S/N比を向上する必要がある場合によつてはフレームレートを落としてでも画質優先の計測を行いたい場合がある。しかし、上記のよう

な要請に十分応えることのできる超音波診断装置は提供されていない。

【0004】 超音波ドラフィン装置では、同一方向に複数回の送受波が行われているが、それはドラフィン測定有

(2)

の事情に基づくものである。すなはち、かかる装置では検査域の超音波パルスの送信が行われ、また1回の送受波を行つて軽微度を確保する必要がある。

【0005】 その一方、Bモード画像などの組織画像を形成する超音波診断装置では、広帯域の超音波パルスが利用され、また信号の振幅情報それ自体がある程度良好なS/N比で観測できるため、從来において、1方向につき1回の送受波しか行わらない。しかしながら、上述したように例えば肝臓などの肺的組織を観察する場合には、フレームレートよりも画像を優先させたい、う要請がある。

【0006】 本発明は、上記從来の課題に鑑みてされたものであり、その目的は、Bモード画像やMモード組織画像を形成する超音波診断装置においてS/N比を向上して高画質化することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するために、本発明は、一方方向につきn回($n > 1$)の超音波の送受波を行う送受波手段と、前記各送受波で得られた受信信号を複数信号に変換する複数信号変換手段と、前記n回の送受波で得られた複数信号の実数部を平均化する実数部平均化手段と、前記n回の送受波で得られた複数信号の虚数部を平均化する虚数部平均化手段と、前記平均化手段及び虚数部に基づいて振幅を演算する振幅演算手段と、前記振幅を画像化する画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

【0008】 本発明によれば、1方向につき複数回の送受波が行われ、各方向では複数回の送受波で得られた受信信号が平均化処理される。超音波ビームの周囲において複数回の送受波を行う範囲を部分範囲とし、前記範囲を変えないという条件を前提とすると、フレームレートは線形となるが、S/N比を大幅に向かう可能である。もちろん、走査範囲の縮小などによって、フレームレートを維持することも可能である。また、全走査範囲において複数回の送受波を行う範囲を部分範囲とし、前記範囲を変えないという条件を前提とすると、フレームレートの劣化を極力少なくできる。

【0009】 本発明の主な特徴では、超音波診断装置において複数信号から包絡検波段によってエンベロープ(振幅波形)が抽出され、それを周波数に対応付けることによって、例えばBモード画像などが形成されている。

近年、直交検波によって受信信号を複数信号に変換し、その実数部及び虚数部の2乗和の平方根を演算することにより振幅を演算し、それによつてBモード画像などを形成する超音波診断装置も実用化されている。

【0010】 本発明の主な特徴では、前記実数部平均化手段と前記虚数部平均化手段が前記送受波回数nに従つて平均化処理を行う場合に、送受波回数nをユーザー設定可能に構成すれば、診断目的に応じて所望の画質及びフレームレートを設定できる。

【0011】 本発明によれば、前記実数部平均化手段と前記虚数部平均化手段は、それぞれ加算処理を行なう加算器回路で構成される。平均化の量合にはいわゆる加算平均の他、単なる加算も含まれる。

BEST AVAILABLE COPY

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

「00171」中高齢者におけるタルタリングの効果である。

な場合、図4及び図5に示す構成所では、コードバスがいったんラインメモリ4.2に格納され、同一のピームアドレスで販売された次の受信信号とそのラインメモリ4.2に格納された次の受信信号とが各深さごとに加算器4.0で加算される。その加算結果はラインメモリ4.2に格納され、そして、3回目の加算によって結果がピーム3部分の受信信号の加算値がデータ回路4.6を介して後

1回の送受信が行われるようになります。この直交送受器1 2及び受信器1 1を抑制する。

(100 1 51)受信器1 4から出力される受信信号は直交送受器1 8に入力される。この直交送受器1 8は受信信号を複数信号に変換する回路である。直交検波器1 8は受信信号に対する直角位相の90度異なる2つのミキサ20、22と、それらを複数信号を混合する2つのミキサ20、22と、それらを複数信号成分を抽出する2つのローパスフィルタドメインの信号成分を抽出する2つのローパスフィルタ(図示せず)と、で構成されるものである。この直交送受

号はいったんラインメモリ 4.2 に格納され、同一のビームアドレスで貪欲された次の受信信号とそのラインメモリ 4.2 に格納された受信信号とが各深さごとに加算器 4.0 で加算される。その加算結果はラインメモリ 4.2 に格納される。そして、3 回目の加算によって経音波ビーム 3 本分の受信信号の加算結果がゲート回路 4.6 を介して後

4.6	4.6は3つの受信信号の加算結果を出力する回路である。	10	【0.02.8】	【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、Bモード画像やMモード画像等の粗雑画像を形成する場合に、一方に向いて複数回の送受波が行われ、各方面について複雑信号の各成分ごとに平均化が行われるため、S/N比を向上して画像の質を向上できる。
4.7	4.7は3つの受信信号の加算結果を出力する回路である。	10	【0.02.5】	【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施例
4.8	4.8は3つの受信信号の加算結果を出力する回路である。	10	【0.02.6】	【図2】走査面を示す説明図である。
4.9	4.9は3つの受信信号の加算結果を出力する回路である。	10	【0.02.7】	【図3】送信タイミングとフィルタ後の信号の出力
5.0	5.0は3つの受信信号の加算結果を出力する回路である。	10	【0.02.8】	【図4】走査面を示す説明図である。
5.1	5.1は3つの受信信号の加算結果を出力する回路である。	10	【0.02.9】	【図5】ライン間フィルタの一例を示す図である。
5.2	5.2は3つの受信信号の加算結果を出力する回路である。	10	【0.02.10】	【図6】ライン間フィルタの一例を示す図である。
5.3	5.3は3つの受信信号の加算結果を出力する回路である。	10	【0.02.11】	【符号の説明】
5.4	5.4は3つの受信信号の加算結果を出力する回路である。	10	【0.02.12】	1.0 探触子、1.2 送信器、1.4 受信器、1.6 送

【図1】

100271 図4～図6に示した例では、 $n = 3$ の場合
受信制御部、18 直交検波器、24、26 ライン開
フィルタ、28 回数設定部、34 反応演算器。
について説明したが、もちろん n が変更されたよう

【図2】

100271 図4～図6に示した例では、 $n = 3$ の場合
受信制御部、18 直交検波器、24、26 ライン開
フィルタ、28 回数設定部、34 反応演算器。
について説明したが、もちろん n が変更されたよう

【図6】

100271 図4～図6に示した例では、 $n = 3$ の場合
受信制御部、18 直交検波器、24、26 ライン開
フィルタ、28 回数設定部、34 反応演算器。
について説明したが、もちろん n が変更されたよう

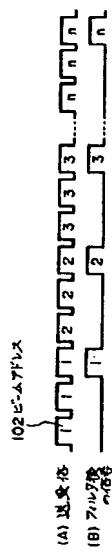
(A) に各ヒームドライバ
が示され、(B) にはラ
ジオの出力タイミング
を示す。

アムアムアドレஸごとに3回の送受信が行われ、この3回の送受信が1回の送受信と1単位として1つのフィルタリンクされた信号が処理されている。したがって、走査面の大きさを変えない限り、このようなつながる送受信を行うと結果としてフレームレートが低下することになるが、一方的に3回の送受信が行われるため、架空の1回の送受信

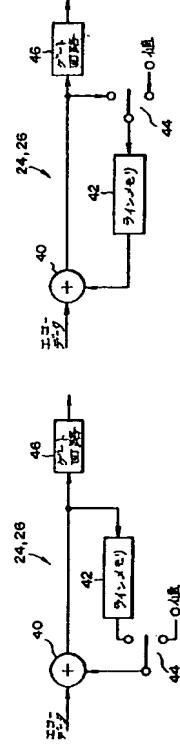
[図6]

BEST AVAILABLE COPY

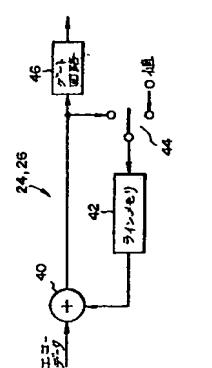
[図3]



[図4]



[図5]



フロントページの横き

(72)発明者 近藤 祐司
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ
株式会社内

BEST AVAILABLE COPY